

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平9-266901

(43) 公開日 平成9年(1997)10月14日

(51) Int.Cl. ⁴	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 6/00			A 6 1 B 6/00	3 5 0 A
H 0 4 N 5/325				3 5 0 M

審査請求 未請求 請求項の数10 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願平8-79735

(22) 出願日 平成8年(1996)4月2日

(71) 出願人 000001270

コニカ株式会社

東京都新宿区西新宿1丁目26番2号

(72) 発明者 柳田 亜紀子

東京都日野市さくら町1番地、コニカ株式会社内

(72) 発明者 諸角 町子

東京都日野市さくら町1番地 コニカ株式会社内

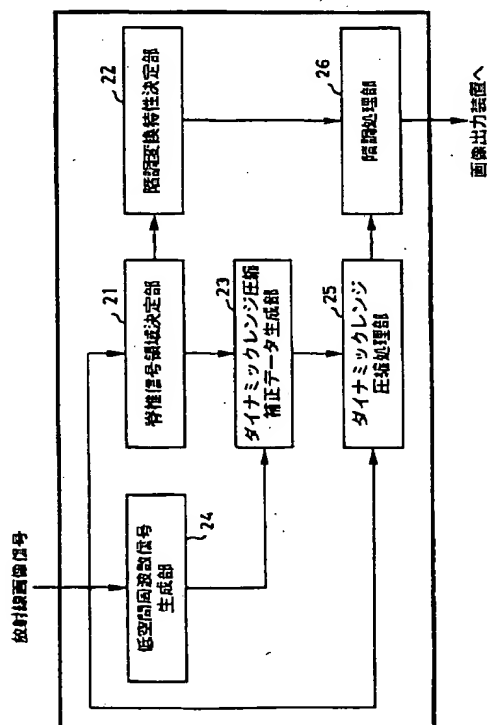
(74) 代理人 弁理士 笹島 富二雄

(54) 【発明の名称】 放射線画像の画像処理条件決定装置及び画像処理装置

(57) 【要約】

【課題】 脊椎の放射線画像の画像処理において、脊椎全体の診断読影に適した画像処理を行なわせる。

【解決手段】 脊椎信号領域決定部21において、脊椎部分に相当する信号領域を決定する。そして、ダイナミックレンジ圧縮補正データ生成部23では、前記信号領域において、ダイナミックレンジ圧縮用補正データが信号値の増大に伴って減少するように前記補正データを決定し、該決定に従ってダイナミックレンジ圧縮処理部25でオリジナル画像信号にダイナミックレンジ圧縮処理を施す。更に、階調変換特性決定部22において、前記信号領域においてコントラストが最も高く、前記信号領域以外でのコントラストが相対的に低い階調変換特性を決定し、階調処理部26において前記ダイナミックレンジ圧縮処理が施された信号を階調処理する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】脊椎を含む人体を透過する放射線量に対応して形成される放射線画像の画像処理条件決定装置であって、

脊椎部分に相当する信号領域を決定する信号領域決定手段と、

画像信号の関数としてダイナミックレンジ圧縮用の補正データを決定する手段であって、少なくとも前記決定された脊椎部分に相当する信号領域において画像信号の増大に伴って前記補正データが減少するように前記補正データを決定するダイナミックレンジ圧縮処理条件決定手段と、

前記決定された脊椎部分に相当する信号領域に基づいて階調変換特性を決定する階調処理条件決定手段と、

を含んで構成されたことを特徴とする放射線画像の画像処理条件決定装置。

【請求項2】前記ダイナミックレンジ圧縮処理条件決定手段が、脊椎部分に相当する信号領域を除く信号領域において、前記補正データを予め設定された一定値に決定する領域を有することを特徴とする請求項1記載の放射線画像の画像処理条件決定装置。

【請求項3】前記ダイナミックレンジ圧縮処理条件決定手段が、画像信号の低空間周波数成分の関数として前記補正データを決定することを特徴とする請求項1又は2に記載の放射線画像の画像処理条件決定装置。

【請求項4】前記ダイナミックレンジ圧縮処理条件決定手段が、脊椎に略平行な方向のプロファイル信号の関数として前記補正データを決定することを特徴とする請求項1又は2に記載の放射線画像の画像処理条件決定装置。

【請求項5】前記信号領域決定手段が、画像信号のヒストグラム解析に基づいて脊椎部分に相当する信号領域を決定することを特徴とする請求項1～4のいずれか1つに記載の放射線画像の画像処理条件決定装置。

【請求項6】前記信号領域決定手段が、画像信号の解析によって脊椎を含む画像領域を決定する画像領域決定手段を含んで構成され、該画像領域決定手段で決定された画像領域内の画像信号に基づいて脊椎部分に相当する信号領域を決定することを特徴とする請求項1～4のいずれか1つに記載の放射線画像の画像処理条件決定装置。

【請求項7】前記階調処理条件決定手段が、前記決定された脊椎部分に相当する信号領域のコントラストが、肺野部分に相当する信号領域のコントラスト以上となるように階調処理条件を決定することを特徴とする請求項1～6のいずれか1つに記載の放射線画像の画像処理条件決定装置。

【請求項8】請求項1～7のいずれか1つに記載の放射線画像の画像処理条件決定装置を含んで構成されると共に、

前記ダイナミックレンジ圧縮処理条件決定手段で決定さ

れた補正データに基づいて画像信号にダイナミックレンジ圧縮処理を施すダイナミックレンジ圧縮処理手段と、該ダイナミックレンジ圧縮処理手段でダイナミックレンジ圧縮処理が施された画像信号に対して、前記階調処理条件決定手段で決定された階調処理条件に基づいて階調処理を施す階調処理手段と、

を含んで構成されることを特徴とする放射線画像の画像処理装置。

【請求項9】人体を透過する放射線量に対応して形成される放射線画像を生成する放射線画像生成手段を備え、該放射線画像生成手段で生成された放射線画像に基づき画像処理条件を決定し、該決定された画像処理条件に従って前記生成された放射線画像に画像処理を施すことを特徴とする請求項8記載の放射線画像の画像処理装置。

【請求項10】前記放射線画像生成手段が、被写体を透過した放射線を輝尽性蛍光体層を有する放射線画像変換パネルに照射して放射線画像情報を蓄積記録した後に、前記放射線画像変換パネルを励起光で走査して前記蓄積記録された放射線画像情報を光電的に読み取るよう構成されることを特徴とする請求項9記載の放射線画像の画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は放射線画像の画像処理条件決定装置及び画像処理装置に関し、詳しくは、脊椎を含む放射線画像において、主たる関心領域である脊椎全体を表現するのに適した画像処理条件を決定し、該決定された画像処理条件に従った画像処理によって脊椎画像を診断に適した見やすい画像に加工する技術に関する。

【0002】

【従来の技術】X線画像のような放射線画像は、病気診断用などに多く用いられており、X線画像を得る方法としては、被写体を透過したX線を蛍光体層を有する増感紙に照射し、これによりX線透過量に対応する可視光を生じさせ、この可視光を通常の写真と同様に銀塩を使用したフィルムに照射して現像した、所謂放射線写真が従来から多く利用されている。

【0003】

【0003】病気診断用の放射線写真の中で、脊椎正面撮影写真（図11参照）及び脊椎側面撮影写真（図12参照）は、脊柱側湾症などの脊椎の異常を診断するための有効な手段として用いられているが、特に、脊柱側湾症の診断のためには、脊椎上部から下部までの全体を観察することが重要であり、少なくとも上部胸椎から腰椎までの範囲、場合によっては頭部から骨盤までの範囲が画像に含まれるように撮影を行なう必要がある。

【0004】

【0004】ところが、脊椎部分のX線吸収は、脊椎に重なる部位の違いによって非常に大きな変動を示すため、通常のX線写真では、脊椎全体を適正な濃度及び階調で表現することが事実上不可能であった。例えば、頸

椎部分は肉が薄いのでX線吸収が小さく、写真濃度としては極めて高くなるのに対して、腹部と重なる下部胸椎及び腰椎は肉が厚いためX線吸収が大きく、写真濃度としては極めて低くなる。また、肺野から横隔膜下にかけては急激にX線吸収が増大するので、これらのバックグラウンドに重なる脊椎部分の写真濃度も大きく変化することになる。尚、このような肺野から横隔膜下にかけてのX線吸収の変動は、脊椎正面撮影写真より脊椎側面撮影写真でより顕著に表れる。

【0005】従って、通常のX線撮影において、脊椎全体の中のある部分が適正濃度で表現されるような撮影条件（照射線量、照射時間など）で撮影すると、X線吸収の異なる他の脊椎部分が白く或いは黒くとんでしまい、その部分の診断情報が全く得られなくなってしまうという問題が発生する。そこで、従来では、被写体に対するX線の照射線量を位置によって変化させる補償フィルタを使用したり、X線感度が位置によって異なる感度補償増感紙を使用したり、或いは、感度の異なる複数の増感紙を並べて使用するなどの方法により、X線吸収の変動を補償するようにしていた。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、前述のいずれの方法を用いる場合であっても、患者によって体格が異なり、X線吸収のばらつき特性が患者毎に異なるため、脊椎全体について最適な補償画像を安定的に得ることができないという問題があった。また、患者の体格に合わせてフィルタや増感紙をその都度変更する構成では、作業効率が悪く、実用的でないという問題もある。

【0007】更に、感度の異なる複数の増感紙を組み合わせて用いる方法の場合には、増感紙のつなぎ目部分で写真濃度が不連続に変化して、偽画像が生じてしまう惧れがあった。ところで、近年では、銀塩フィルムを使用せずに、輝尽性蛍光体などの放射線ディテクタから放射線画像をデジタル信号として直接取り出す放射線画像生成方法が用いられるようになり（米国特許3,859,527号、特開昭55-12144号公報等参照）、更に、前記放射線画像生成方法で得られた放射線画像をより見やすく加工する目的で、各種画像処理が施されるようになっている。

【0008】ここで、脊椎画像のようにダイナミックレンジの広い画像に対しては、階調処理により画像データ全体を人間の視覚特性に合わせた一定の濃度範囲に収めるようにすることが可能である（特開昭55-116340号公報等参照）。しかし、上記の階調処理では、人体内の全ての構造のコントラストを同時に低下させることになる。このため、脊椎画像では、椎骨の輪郭等が見にくくなり、脊柱側湾症等などの脊椎の異常を診断するに当たって、脊柱の形態の精確な診断が行えなくなってしまうという問題がある。

【0009】また、ダイナミックレンジの広い画像を見

やすく処理するための有効な方法として、ダイナミックレンジ圧縮処理と呼ばれる画像処理が知られている。前記ダイナミックレンジ圧縮処理は、主たる関心領域の画像データを変化させずに、主たる関心領域以外の領域に対してダイナミックレンジを圧縮するような補正を加える方法であり（映像情報メディカル Vol.23, No.15 (1991), 805-811阿南他 参照）、例えば脊椎画像と同様に骨部が主たる関心領域である四肢骨画像に対しては、軟部や皮膚に相当する高濃度域のみについてダイナミックレンジを圧縮することが最適であるとされていた（特開平3-222577号公報等参照）。

【0010】ところが、脊椎画像においては、前述のように主たる関心領域である脊椎部分そのもののダイナミックレンジが極めて広いという特徴があり、従来のダイナミックレンジ圧縮処理のように、主たる関心領域に補正を加えずに他の領域の画像データのみを加工するような画像処理では、脊柱全体の形態を診断し易く表現するという目的を達成することができなかった。

【0011】本発明は上記問題点を鑑みなされたものであり、脊椎を含む放射線画像において、主たる関心領域である脊椎全体を表現するのに適した画像処理条件を決定できる装置を提供し、該決定に従った画像処理によって脊椎画像を診断に適した見やすい画像に加工できるようにすることを目的とする。

【0012】

【課題を解決するための手段】そのため請求項1記載の発明は、脊椎を含む人体を透過する放射線量に対応して形成される放射線画像の画像処理条件決定装置であって、以下の手段を含んで構成されることを特徴とする。

30 信号領域決定手段は、脊椎部分に相当する信号領域を決定する。

【0013】そして、ダイナミックレンジ圧縮処理条件決定手段は、画像信号の関数としてダイナミックレンジ圧縮用の補正データを決定する手段であって、少なくとも前記決定された脊椎部分に相当する信号領域において画像信号の増大に伴って前記補正データが減少するように前記補正データを決定する。また、階調処理条件決定手段は、前記決定された脊椎部分に相当する信号領域に基づいて階調変換特性を決定する。

40 【0014】かかる構成によると、脊椎部分の中でも低信号部に相当する下部胸椎や腰椎の平均信号値を高めるような補正データが設定されることになり、かかる補正データによるダイナミックレンジ圧縮処理により脊椎部分を所望の信号範囲内に収めることが可能となる。また、脊椎部分に相当する信号領域を、出力画像において見やすい濃度又は輝度に対応させる階調処理条件の決定が可能である。

【0015】請求項2記載の発明では、前記ダイナミックレンジ圧縮処理条件決定手段が、脊椎部分に相当する信号領域を除く信号領域において、前記補正データを予

め設定された一定値に決定する領域を有する構成とした。かかる構成によると、脊椎部分についてはダイナミックレンジが圧縮されるが、補正データが一定値である脊椎以外の領域では実質的に補正がなされないから、脊椎以外の部分については通常の画像に近い自然な表現に仕上げる事が可能となる。

【0016】請求項3記載の発明では、前記ダイナミックレンジ圧縮処理条件決定手段が、画像信号の低空間周波数成分の関数として前記補正データを決定する構成とした。かかる構成によると、低空間周波数成分の変化のみを圧縮することになり、以て、椎骨の輪郭などの高空間周波数成分の情報を失うことなく、ダイナミックレンジの圧縮を行なわせることが可能となる。

【0017】請求項4記載の発明では、前記ダイナミックレンジ圧縮処理条件決定手段が、脊椎に略平行な方向のプロファイル信号の関数として前記補正データを決定する構成とした。かかる構成によると、脊椎を横断する左右方向に対しては、一様な補正データが用いられることになるから、左右方向の信号差を保ったまま、上下方向に対してのみダイナミックレンジが圧縮されることになる。

【0018】請求項5記載の発明では、前記信号領域決定手段が、画像信号のヒストグラム解析に基づいて脊椎部分に相当する信号領域を決定する構成とした。かかる構成によると、例えばヒストグラムにおいてピーク毎に領域分けを行なうことで、脊椎部分に相当する信号領域を特定し得る。平均的な脊椎正面画像におけるヒストグラムは、骨、縦隔部分に対応するピーク、肺野、軟部に対応するピーク、直接放射線部に対応するピークの3つのピークを有するから、前記ピーク毎に分割した3つの領域内の中の最も低信号側の領域を、脊椎部分に相当する信号領域とすることができる。

【0019】請求項6記載の発明では、前記信号領域決定手段が、画像信号の解析によって脊椎を含む画像領域を決定する画像領域決定手段を含んで構成され、該画像領域決定手段で決定された画像領域内の画像信号に基づいて脊椎部分に相当する信号領域を決定する構成とした。かかる構成によると、脊椎部分を含む限定された領域内の画像データのみを用いるから、画像全体の画像データに基づいて脊椎部分に相当する信号領域を決定させる場合に比べ、前記信号領域をより適切に決定し得る。

【0020】請求項7記載の発明では、前記階調処理条件決定手段が、前記決定された脊椎部分に相当する信号領域のコントラストが、肺野部分に相当する信号領域のコントラスト以上となるように階調処理条件を決定する構成とした。かかる構成によると、脊椎部分を常時見やすい濃度（或いは輝度）で出力することができると共に、椎骨の輪郭などの脊椎付近の構造を効果的に強調することが可能になる。

【0021】一方、請求項8記載の発明は、上記の請求

項1～7のいずれか1つに記載の放射線画像の画像処理条件決定装置、及び、以下の手段を含んで放射線画像の画像処理装置を構成する。ダイナミックレンジ圧縮処理手段は、前記ダイナミックレンジ圧縮処理条件決定手段で決定された補正データに基づいて画像信号にダイナミックレンジ圧縮処理を施す。

【0022】そして、階調処理手段は、前記ダイナミックレンジ圧縮処理手段でダイナミックレンジ圧縮処理が施された画像信号に対して、前記階調処理条件決定手段で決定された階調処理条件に基づいて階調処理を施す。かかる構成によると、脊椎部分のダイナミックレンジを圧縮する処理を施して所望の信号範囲に収めた後、更に、該圧縮処理後の信号に対して階調処理を施し、脊椎部分を見やすい濃度で、かつ、椎骨の輪郭などを効果的に強調した出力画像が得られる。

【0023】請求項9記載の発明では、人体を透過する放射線量に対応して形成される放射線画像を生成する放射線画像生成手段を備え、該放射線画像生成手段で生成された放射線画像に基づき画像処理条件を決定し、該決定された画像処理条件に従って前記生成された放射線画像に画像処理を施す構成とした。かかる構成によると、脊椎画像の生成から、該脊椎画像の脊椎部分を診断読影に適した形に加工する処理までの一連の処理が可能になる。

【0024】請求項10記載の発明では、前記放射線画像生成手段が、被写体を透過した放射線を輝尽性蛍光体層を有する放射線画像変換パネルに照射して放射線画像情報を蓄積記録した後に、前記放射線画像変換パネルを励起光で走査して前記蓄積記録された放射線画像情報を光電的に読み取る構成とした。かかる構成によると、輝尽性蛍光体層を有する放射線画像変換パネルを用いた高画質かつ高効率な脊椎画像の生成から、該脊椎画像の脊椎部分を診断読影に適した形に加工する処理までの一連の処理が可能になる。

【0025】

【発明の実施の形態】以下に本発明の実施の形態を説明する。実施形態の基本的なシステム構成を図1に示す。図1に示す放射線画像生成手段Aは、人体を透過する放射線の透過量に対応して形成される放射線画像の画像データを生成する手段であり、好ましくは、被写体を透過した放射線を輝尽性蛍光体層を有する放射線画像変換パネルに照射して放射線画像情報を蓄積記録した後に、前記放射線画像変換パネルを励起光で走査して前記蓄積記録された放射線画像情報を光電的に読み取るように構成した放射線画像記録読取手段を有する手段である。

【0026】前記放射線画像生成手段Aで生成された放射線画像信号は、画像処理条件決定手段Bに読み込まれる。前記画像処理条件決定手段Bには、ダイナミックレンジ圧縮処理条件決定手段B1と階調処理条件決定手段B2とが含まれ、それぞれにおいてダイナミックレンジ

圧縮処理条件(補正データ)及び階調処理条件(階調変換特性)が決定される。

【0027】そして、画像処理手段Cでは、前記決定されたダイナミックレンジ圧縮処理条件及び階調処理条件に従って、放射線画像に対してダイナミックレンジ圧縮処理及び階調処理を施して、処理画像信号を出力する。ここで、前記図1に示されるシステムの具体的な構成例を、図2に示す。図2において、放射線発生源1は、放射線制御装置2によって制御されて、被写体に向けて放射線(一般的にはX線)を照射する。記録読取装置3は、被写体を挟んで放射線源1と対向する面に放射線画像変換パネル4を備えており、この変換パネル4は放射線源1からの照射放射線量に対する人体各部の放射線透過率分布に従ったエネルギーを輝尽性蛍光体層に蓄積し、そこに人体各部の潜像を形成する。

【0028】尚、前記放射線発生源1、放射線制御装置2及び記録読取装置3によって、放射線画像生成手段Aが構成される。前記変換パネル4は、支持体上に輝尽性蛍光体層を、輝尽性蛍光体の気相堆積、或いは輝尽性蛍光体塗料塗布によって設けてあり、該輝尽性蛍光体層は環境による悪影響及び損傷を遮断するために、保護部材によって遮蔽若しくは被覆されている。尚、前記輝尽性蛍光体材料としては、例えば、特開昭61-72091号公報、或いは、特開昭59-75200号公報に開示されるような材料が使われる。

【0029】光ビーム発生部(ガスレーザ、固体レーザ、半導体レーザ等)5は、出射強度が制御された光ビームを発生し、その光ビームは種々の光学系を経由して走査器6に到達し、そこで偏向を受け、更に、反射鏡7で光路を偏向させて、変換パネル4に輝尽励起走査光として導かれる。集光体8は、輝尽励起光が走査される変換パネル4に近接して光ファイバ又はシート状光ガイド部材からなる集光端が位置され、上記光ビームで走査された変換パネル4からの潜像エネルギーに比例した発光強度の輝尽発光を受光する。9は、集光体8から導入された光から輝尽発光波長領域の光のみを通過させるフィルタであり、該フィルタ9を通過した光は、フォトマルチプライヤ10に入射して、その入射光に対応した電流信号に光電変換される。

【0030】フォトマルチプライヤ10からの出力電流は、電流/電圧変換器11で電圧信号に変換され、増幅器12で増幅された後、A/D変換器13でデジタルデータ(デジタル放射線画像信号)に変換される。ここで、増幅器12としては、一般的には、電流-電圧変換増幅器と対数変換増幅器(Logアンプ)とを組み合わせたものを使用する。

【0031】そして、この被写体各部の放射線透過量に比例するデジタル画像信号は、前記画像処理条件決定手段B及び画像処理手段Cを含んでなる画像処理装置14において順次画像処理されて、画像処理後の画像信号が

インターフェイス16を介してプリンタ17に伝送されるようになっている。15は画像処理装置14における画像処理を制御するCPUであり、A/D変換器13から出力されるデジタルの放射線画像データに対して種々の画像処理(例えば空間周波数処理、ダイナミックレンジの圧縮、階調処理、拡大、縮小、移動、回転、統計処理等)を画像処理装置14において施させ、診断に適した形としてからプリンタ17に出力させ、プリンタ17で人体各部の放射線画像のハードコピーが得られるようにする。

10 【0032】尚、インターフェイス16を介して接続されるのは、CRT等のモニタであっても良く、更に、半導体記憶装置などの記憶装置(ファイリングシステム)であっても良い。18は読取ゲイン調整回路であり、この読取ゲイン調整回路18により光ビーム発生部5の光ビーム強度調整、フォトマルチプライヤ用高圧電源19の電源電圧調整によるフォトマルチプライヤ10のゲイン調整、電流/電圧変換器11と増幅器12のゲイン調整、及びA/D変換器13の入力ダイナミックレンジの調整が行われ、放射線画像信号の読取ゲインが総合的に調整される。

20 【0033】本実施の形態においては、特に、脊柱側湾症などの脊椎の異常を診断するために、上記構成の放射線画像生成手段Aを用いて脊椎正面画像又は脊椎側面画像を撮影し、該撮影した脊椎画像について画像処理を施して再生させる場合について述べる。前記脊椎撮影のために、前記放射線画像変換パネル4の大きさは、長辺方向の長さが14インチ以上(大角サイズ以上)であることが好ましい。

30 【0034】但し、放射線画像生成手段Aを、上記の輝尽性蛍光体ディテクタを用いる方法に限定するものではなく、例えば、放射線画像を記録した銀塩フィルムにレーザ・蛍光灯などの光源からの光を照射し、前記銀塩フィルムの透過光を光電変換してデジタル化することにより放射線画像を生成しても良い。また、非結晶セレンウムなどの半導体ディテクタを用いて、放射線の照射により生成される半導体ディテクタ表面の局所抵抗値の変化を利用して電氣的に放射線画像信号を読み出す構成でも良いし、更に、放射線量子計数型検出器を用いて放射線エネルギーを直接電気信号に変換して放射線画像信号を得る構成であっても良い。

40 【0035】図3及び図4は、前記画像処理条件決定手段B(ダイナミックレンジ圧縮処理条件決定手段B1、階調処理条件決定手段B2)及び画像処理手段Cの処理内容を示す機能ブロック図である。図3及び図4において、脊椎信号領域決定部21(信号領域決定手段)では、脊椎画像信号の解析に基づいて脊椎部分に相当する信号領域が決定され、該決定に基づいて階調変換特性決定部22(階調処理条件決定手段)及びダイナミックレンジ圧縮補正データ生成部23(ダイナミックレンジ圧縮処理条件決定手段)において、階調変換特性(階調処理条件)、ダイナミックレンジ圧縮処理用補正データがそれ

ぞれ決定される。

【0036】図3に示す場合、前記ダイナミックレンジ圧縮補正データ生成部23は、低空間周波数信号生成部24で生成される画像信号の低空間周波数成分の関数として前記補正データを生成する構成であるが、図4に示す場合には、脊椎に平行な方向のプロファイル信号を生成するプロファイル信号生成部27からのプロファイル信号の関数として前記補正データを生成する構成としてある。

【0037】前記ダイナミックレンジ圧縮補正データ生成部23で生成された補正データは、ダイナミックレンジ圧縮処理部25（ダイナミックレンジ圧縮処理手段）に出力され、ここで、オリジナル画像信号に対してダイナミックレンジ圧縮処理が施される。更に、前記ダイナミックレンジ圧縮処理が施された信号は、階調処理部26（階調処理手段）に出力され、ここで、前記階調変換特性決定部22で決定された変換特性に従った変換処理によって階調処理が施され、階調処理後の信号が処理画像信号として前記プリンタ17等へ出力されるようになっている。

【0038】尚、前記図3、4において、前記脊椎信号領域決定部21、ダイナミックレンジ圧縮補正データ生成部23、階調変換特性決定部22、低空間周波数信号生成部24、プロファイル信号生成部27によって、放射線画像の画像処理条件決定装置が構成され、これらとダイナミックレンジ圧縮処理部25及び階調処理部26によって放射線画像の画像処理装置が構成されることになる。

【0039】以下、前記図3又は図4に概略的に示した各処理機能の詳細を説明する。まず、ダイナミックレンジ圧縮処理について説明する。前記ダイナミックレンジ圧縮補正データ生成部23は、放射線画像の画像データの解析に基づいて、ダイナミックレンジ圧縮用の補正データを決定するものであり、前記補正データに基づく前記ダイナミックレンジ圧縮処理部25におけるダイナミックレンジ圧縮処理は、下記の式を用いて表される。

$$【0040】S' = S_{org} + F(S)$$

上記式において、 S_{org} は原画像信号（オリジナル画像信号）、 S' は処理画像信号、 $F(S)$ は画像信号 S の関数として定まる補正データを表す。ここで、前記補正データ $F(S)$ を決定するために用いる画像信号 S について説明する。

【0041】前記補正データを決定するために用いる画像信号 S は、画像信号の低空間周波数成分に相当する信号（非鮮鋭信号）とすることが好ましい（図3「低空間周波数信号生成部24」参照）。これにより、骨のエッジなどの高空間周波数成分の情報を失うことなく、低空間周波数の信号変化のみを圧縮して、脊椎全体を所望の信号範囲に収めることができる。

【0042】前記低空間周波数成分に相当する画像信号を求める手法としては、例えば特開昭55-116340号公報に開示されているように、各画素の周囲の所定範囲内の画像信号の平均値を、その画素に対応する画像

信号 S としても良いし、特開平6-339025号公報に開示されているように、中心画素と周囲の画素との信号差や位置関係に応じて重み付けを行った重み付き平均値を中心画素に対応する画像信号 S としても良い。また、特開平7-38758号公報に開示されているように、前記平均値の代わりにメジアン値を使用しても良い。

【0043】ここで、前記低空間周波数成分が空間周波数 $0.2c/mm$ 以下の成分であることが好ましく、空間周波数 $0.1c/mm$ 以下の成分であることがより好ましい。一方、前記画像信号 S を、脊椎に略平行な方向のプロファイル信号に基づいて求める手法も有効である（図4「プロファイル信号生成部27」参照）。即ち、脊椎が画像の上下方向に通っている場合、上下方向（ Y 軸方向）に対するダイナミックレンジ圧縮用補正データのみを Y 軸方向のプロファイル信号に基づいて用意し、左右方向（ X 軸方向）に対しては一律な補正データを用いる構成とする。これは、脊椎が細長い構造であり、前述したように脊椎内での上下方向の信号値の変動は著しいが、左右方向の信号差は小さいという特徴を利用したものである。

【0044】上記のように、脊椎に平行な方向のプロファイル信号を用いる手法によれば、上下方向に対してのみダイナミックレンジ圧縮が施されるので、左右方向の信号差（例えば脊椎と左右に隣接する軟部との間のコントラスト）を保ったまま、脊椎全体を所望の信号範囲に収めることができる。また、画像全体の2次元的な補正データを作成する場合に比べてデータ数を大幅に少なくでき、演算時間の短縮、メモリ容量の節約、データ転送時間の短縮を図れる。

【0045】前記画像信号 S を、脊椎に平行な方向のプロファイル信号に基づいて求める場合には、例えば、予め定めた $X = X_0$ のカラム上（図5（a）参照）で、 Y 方向のプロファイル信号 $P_{x0}(Y)$ を計算し、座標 (x, y) の画素に対応する前記画像信号 S として $P_{x0}(y)$ の値を使用するようにする。ここで、前記 Y 方向のプロファイル信号を求めるカラム X_0 としては、例えば画像幅の $1/2$ の値を用いることができる。また、特公平6-123号公報に開示される手法を用いて、プロファイル解析に基づく脊椎線の検出を行い、検出された脊椎線の X 座標を X_0 としても良い。

【0046】更に、前記プロファイル信号の代わりに、カラム X_0 を中心とした所定幅 W の帯状領域において計算した平均化プロファイル信号 $P_{x0,w}(Y)$ を使用することがより好ましい（図5参照）。これにより、 Y 軸方向の低空間周波数成分のみを補正することになるので、椎骨の上下のエッジなどの高空間周波数成分の情報が保たれることになる。前記帯状領域の幅 W としては、例えば画像幅の $1/6 \sim 1/3$ の値を用いると良い。前記平均化プロファイル信号は、プロファイル値の単純平均により求めても良いし、中心画素と左右の画素との信号差

や位置関係に応じて重み付けを行った重み付き平均や、或いは、メジアン値を用いても良い。

【0047】図5(a)に脊椎正面画像の模式図を、図5(b)に前記手法により計算された平均化プロファイル信号 $P_{x0,w}(Y)$ の一例を示す。前記プロファイル信号又は平均化プロファイル信号にスムージング処理を施して、滑らかな曲線に変換した上で使用しても良い。また、前記画像信号 S は、放射線画像の原画像信号を用いて算出しても良いが、特開平5-205049号公報に

開示されているように、原画像上に設定した複数の標本点の信号値のみを用いて算出した後に、前記算出された画像信号に対して補間演算を行って原画像の画素数と同じ画素数に変換したものを使用しても良い。

【0048】次に、前記ダイナミックレンジ圧縮処理用補正データの特性を説明する。本発明にかかるダイナミックレンジ圧縮処理では、脊椎画像における主たる関心領域である脊椎部分に相当する信号領域において、ダイナミックレンジ圧縮用補正データ $F(S)$ が信号値 S の増大に伴って減少するような補正データを使用する。

【0049】画像データの解析により、前記脊椎部分に相当する信号領域を決定する手法(信号領域決定手段)を以下に説明する。前記脊椎部分に相当する信号領域は、画像データのヒストグラムを計算し、該ヒストグラムを解析することにより決定することができる。脊柱側湾症の診断に用いられる平均的な脊椎正面画像(図5

(a)参照)のヒストグラムの例を図6に示す。図6に示すヒストグラムは3個のピークを有し、各ピークは高信号側から順に直接放射線部分(放射線が人体を透過せずに直接ディテクタに到達した画像部分)、肺野及び軟部組織部分、脊椎等の骨及び縦隔部分に対応している。

【0050】ここで、例えば特開昭63-262141号公報に開示されるように、判別基準などを用いた自動しきい値選定法により前記3個のピークにそれぞれ対応する3個の小領域に分割し、最も低信号側的小領域を前記脊椎部分に相当する信号領域とすることができる。また、特開昭61-287380号公報及び特開平2-272529号公報等に開示されている手法を用い、最も高信号値側のピークを除去した後に、前記自動しきい値選定法を適用して残りの領域を2個の小領域に分割しても良い。

【0051】また、前記高信号値側のピーク除去を行った後に、残りの信号領域の最小値と最大値の間で最小値から所定割合のところ(例えば60%)の信号値 S_m を決定し、前記最小値から前記信号値 S_m までの範囲を、脊椎部分に相当する信号領域としても良い。また、前記高信号値側のピーク除去を行った後に、残りの信号領域の累積ヒストグラム値が所定の値(例えば60%)になる信号値 S_m を決定し、前記最小値から S_m までの範囲を、脊椎部分に相当する信号領域としても良い。

【0052】前記脊椎部分に相当する信号領域を決定す

る手法としては、画像データを位置的に解析することにより脊椎を含む所望の画像領域を設定し(画像領域決定手段)、前記画像領域内の画像データに基づいて脊椎部分に相当する信号領域を決定する手法を用いても良い。例えば、特公平6-123号公報に開示される手法を用いて、プロファイル解析に基づく脊椎線の検出を行い、次に、前記検出された脊椎線を中心に、左右方向に所定の幅をもつ帯状領域を前記所望画像領域として設定することができる(図5(a)参照)。前記帯状領域の幅としては、例えば画像幅の $1/6 \sim 1/3$ の値を用いると良い。

【0053】標準的な脊椎画像においては、脊椎が画像の左右方向の中央に位置するように撮影が行われるので、前記脊椎線の検出を行う代わりに画像の左右方向の中心線を脊椎線としても良い。また、特開平3-218578号公報に開示される手法を用いて、図7(a)に示すような肺野及び脊椎を含む矩形領域を前記所望画像領域として設定しても良い。

【0054】上記のようにして所望の画像領域を設定すると、次に、前記所望の画像領域内の画像データに基づいて、脊椎部分に相当する信号領域を決定する。前記所望の画像領域として図5(a)に示すように脊椎線を中心とした帯状領域を選んだ場合には、選んだ領域内の画像データの最小値から最大値の間を脊椎部分に相当する信号領域とすれば良い。

【0055】また、前記最小値及び最大値の代替として、例えば前記帯状領域内の画像データの累積ヒストグラム値が所定の値(例えば5%と95%)になる信号値の範囲を脊椎部分に相当する信号領域としても良い。上記のようにして累積ヒストグラム値が小さい方の信号と大きい方の信号とを除くことで、画像に含まれる高信号や低信号のノイズ成分の悪影響を除くことができる。

【0056】一方、前記所望の画像領域として図7

(a)に示すような肺野を含む矩形領域を選んだ場合には、領域内のヒストグラムは図7(b)に示すように肺野に相当するピークと脊椎を含む縦隔に相当するピークからなるので、前述した自動しきい値選定法を用いて境界の信号値 S_m を決定し、画像全体の画像データの最小値から前記境界信号値 S_m までを脊椎部分に相当する信号領域とすれば良い。

【0057】また、前記矩形領域内の画像データの最小値と最大値の間で最小値から所定割合のところ(例えば40%)の信号値 S_m を求め、画像全体の画像データの最小値から前記所定割合となる信号値 S_m までを脊椎部分に相当する信号領域としても良い。更に、前記矩形領域内の画像データの最小値と最大値の間での累積ヒストグラム値が所定の値(例えば40%)になる信号値 S_m を決定し、画像全体の画像データの最小値から前記信号値 S_m までを脊椎部分に相当する信号領域としても良い。

【0058】ここで、ヒストグラム解析や画像領域決定

のための画像データの解析は、放射線画像の原画像信号に対して実行しても良いが、低空間周波数成分に相当する画像信号、或いは、間引き縮小処理を行った間引き画像信号に対して実行させて、演算時間の短縮等を図ることが好ましい。次に、前記のようにして決定された脊椎部分に相当する信号領域の情報に基づいて、ダイナミックレンジ圧縮用補正データ $F(S)$ を算出する手法を、図8及び図9を参照して説明する。

【0059】図8及び図9において、横軸は補正データ決定のための画像信号 S 、縦軸は補正データ $F(S)$ を表し、前記決定された脊椎部分に相当する信号領域を領域 A とする。図8の特性線 a は、領域 A を含む全画像信号領域にわたって、信号値 S の増大に伴って補正データ $F(S)$ が一様に減少するように補正データ $F(S)$ を決定する例で、この場合、補正データ $F(S)$ は基準値を S_x としたときに下記の式で表されることになる。

【0060】

$$F(S) = k(S_x - S) \quad (k \text{ は定数})$$

上記のような補正データ $F(S)$ に基づき、前述した $S' = S_{org} + F(S)$ なるダイナミックレンジ圧縮処理の演算を実行することで、脊椎画像における主たる関心領域である脊椎全体のダイナミックレンジが圧縮されることになる。即ち、低信号部に相当する下部胸椎や腰椎の平均信号値を相対的に高めることで、脊椎全体を所望の信号範囲に収めることが可能になる。

【0061】尚、図8の特性線 a においては、基準値 S_x を領域 A の最大値と等しい値に設定してあるが、この例では補正の程度（特性線 a の傾き）が全信号領域にわたって一樣なので、基準値 S_x を領域 A の最大値とは異なる値としても実質的な処理結果は変わらない。一方、図9の特性線 b は、領域 A においては信号値 S の増大に伴って補正データ $F(S)$ が減少するが、それ以外の領域では予め定められた一定値（ここでは0）の補正データ $F(S)$ が与えられるようにしたものであり、この場合、補正データ $F(S)$ は下記の式で表されることになる。

【0062】

$$F(S) = k(S_x - S) \quad (S \leq S_x)$$

$$F(S) = 0 \quad (S > S_x)$$

上記特性の補正データ $F(S)$ によれば、主たる関心領域である脊椎全体のダイナミックレンジを圧縮すると共に、主たる関心領域以外の肺野や軟部（高信号部に相当する）は補正されず通常の画像に近い自然な表現となるので、主たる関心領域を特に際立たせた画像とすることができ、より好ましい。

【0063】尚、図9の特性線 b において、基準値 S_x は領域 A の最大値と等しい値に設定してあるが、例えば領域 A の最大値よりも所定の値だけ大きい信号値としても良い。また、図8及び図9のいずれの場合においても、定数 k の値により補正の程度を調整することがで

き、 k の値としては0.2 ~ 1.0 が好ましく、特に0.4 ~ 0.9 がより好ましい。

【0064】定数 k の値を比較的大きく設定し、補正の程度が強い場合には、補正データ $F(S)$ に上限値または下限値の少なくとも一方の制限値を設けることにより、必要以上にダイナミックレンジの圧縮を行ってしまうことを防ぐことが可能である。例えば、予め定められた $F(S)$ の上限値及び下限値を用いて、図8の a' や図9の b' で示すように補正データを決定しても良い。

【0065】また、補正データ関数の傾きが変化する信号値付近で偽輪郭が発生することを防ぐために、図9の b'' に示すような傾きを徐々に変化させて滑らかな曲線に変形しても良い。但し、補正データ $F(S)$ は、図8又は図9に示した特性に限られるものではなく、少なくとも脊椎部分に相当する信号領域において、ダイナミックレンジ圧縮用補正データ $F(S)$ が信号値 S の増大に伴って減少する特性を有するものであれば良い。

【0066】前記ダイナミックレンジ圧縮処理部25では、上記のようにして決定されるダイナミックレンジ圧縮処理用の補正データ $F(S)$ に基づいて、前述した $S' = S_{org} + F(S)$ なるダイナミックレンジ圧縮処理の演算を実行し、脊椎全体を所望の信号範囲に収めるようにする。次に、階調変換特性決定部22（階調処理条件決定手段）について説明する。

【0067】上記に説明したダイナミックレンジ圧縮処理により、主たる関心領域である脊椎全体を所望の信号範囲に収めることができるが、前記信号範囲（脊椎全体）が出力画像において見やすい濃度又は輝度の範囲に対応していなければ、出力画像に基づいて精確な診断を行なうことができない。そこで、階調変換特性決定部22は、画像データを解析し、特に脊椎部分に相当する信号領域に注目して階調変換特性を自動的に決定するように構成されており、これにより、患者の体形や照射X線量によって入力画像信号の分布が変動しても、常に安定して脊椎部分を見やすい濃度及び階調に仕上げる 것이可能となっている。

【0068】画像データの解析により、適切な階調変換特性（階調処理条件）を決定する手法を以下に説明する。脊椎部分に相当する信号領域に注目して階調変換特性を決定するために、脊椎部分に相当する信号領域を決定する手法としては、前記ダイナミックレンジ圧縮処理条件決定手段において用いたのと同様の手法を用いることができ、結果的には、前記脊椎信号領域決定部21からの信号を、ダイナミックレンジ圧縮補正データの決定と共通的に用いて、階調変換特性（階調処理条件）を決定することになる。

【0069】ここで、階調変換特性決定部22で決定される階調変換特性の例を図10に示す。図10において、横軸は入力信号値（ダイナミックレンジ圧縮処理画像の信号値）、縦軸は出力信号値を表す。図10の特性線 c は、前

記決定された脊椎部分に相当する信号領域Aにおいてコントラストが最も高く、肺野の高信号部や直接放射線部に相当する信号領域のコントラストが0であるような折れ線状の階調変換特性を表す。

【0070】ここで、図10において出力信号の最小値に対応させる基準値S1としては、例えば全画像データの最小値を用いることができる。また、図10の特性線cにおいて、コントラストを0とする信号範囲の最小値を示す基準値Suとしては、例えば領域Aの上限よりも所定の値だけ大きい信号値や、図7で求めた領域内の画像データの最小値と最大値の間で最小値から所定割合のところ（例えば90%）の信号値を用いることができる。

【0071】また、画像データを解析して基準値S1及びSuの両方を決定し、階調変換特性を生成する構成であっても良く、更に、S1またはSuのうちの一方を決定して直線cの傾きは予め定められた一定値を用いることにより階調変換特性を生成しても良い。直線cの傾きは、例えば横軸を照射X線量の対数値で、縦軸をハードコピー出力画像の写真濃度で表した場合には、2.0～6.0程度であることが好ましい。

【0072】一方、図10の特性線dは、脊椎部分に相当する信号領域Aにおいてコントラストが最も高く、肺野の高信号部や直接放射線部に相当する信号領域のコントラストがやや低い折れ線状の階調変換特性を表す。また、図10の特性線eは、cの高信号部を滑らかな曲線に置き換えた階調変換特性を表す。

【0073】ここで、観察者の好みに応じて、前記c、d、e等に応じた変換特性の上下を反転させて白黒反転階調の変換特性としても良い。前記階調変換特性は、入力信号値と出力信号値との対応を表すルックアップテーブルとして記憶しておくのが実用的であり、前記ルックアップテーブルは、階調処理条件決定の際にその都度作成しても良いし、特開昭59-83149号公報に開示されているように、予め記憶された基準ルックアップテーブルを補正することにより所望のルックアップテーブルを得るようにしても良い。

【0074】上記のように、脊椎部分に相当する信号領域に基づいて階調処理条件（階調変換特性）を決定すると、階調処理部26では、ダイナミックレンジ圧縮処理部25で処理された画像信号を、前記階調処理条件の下で変換して処理済みの出力信号をプリンタ等の画像出力装置に出力する。以上のような階調変換特性に基づく階調処理により、脊椎部分を常に見やすい濃度（輝度）で出力することができると共に、脊椎部分のコントラストが増大するので、椎骨の輪郭など脊椎付近の構造が効果的に強調される。

【0075】また、予め脊椎全体を所望の信号範囲に収めたダイナミックレンジ圧縮処理画像に対して階調処理を適用するので、階調変換により脊椎部分に相当する信号領域のコントラストを立てても、脊椎の信号範囲が必

要以上に広がって見にくい濃度（輝度）範囲にかかることを回避できる。尚、階調変換特性は図12に示したものに限定されるものではなく、脊椎部分に相当する信号領域Aのコントラストが、肺野部分に相当する信号領域のコントラスト以上となる特性のものであれば良い。

【0076】また、上記のようにして決定されるダイナミックレンジ圧縮処理条件決定及び階調処理条件決定を、画像全面の画像データに対して適用しても良いが、好ましくは、放射線照射野領域の識別処理を前処理として施し、識別された照射野内の画像データに対してのみ適用することが好ましい。前記照射野領域の識別は、例えば特開平5-7579号公報に開示されるような方法を用いて行なうことが可能である。具体的には、デジタル放射線画像信号の間引き縮小処理を行ってから、画像領域を複数の小領域に分割し、各小領域毎に、当該小領域内に含まれる画像信号の分散値を求める。そして、分散値が所定値以上である小領域（含まれる画像信号のばらつき範囲が広い小領域）が所定数以上含まれる小領域の行・列を照射野の輪郭を規定する候補として設定する。更に、前記照射野輪郭の候補として設定された小領域の外側の小領域での画像信号に基づいて、前記輪郭識別の結果の正誤を判断し、該判断結果に基づいて最終的に照射野領域を特定する。

【0077】更に、上記のダイナミックレンジ圧縮処理条件決定または階調処理条件決定は、予め定めた1種類のアルゴリズムに従って実行される構成としても良いが、例えば処理画像の出力先に応じて複数のアルゴリズムの中から1種類のアルゴリズムを選択して実行する構成とすることもできる。また、上記のダイナミックレンジ圧縮処理条件決定または階調処理条件決定において用いられる各種処理パラメータは、予め定めた1種類の処理パラメータのセットを用いる構成としても良いが、例えば処理画像の出力先に応じて複数の処理パラメータセットの中から1種類のセットを選択して用いる構成とすることもできる。

【0078】また、ある放射線画像の画像データに基づいて決定された画像処理条件を用いてその画像データ自身を処理する構成の他、同一の被写体に対して撮影を2回行い、1回目の撮影（先読み）で得られた画像データに基づいて画像処理条件を決定し、2回目（本読み）で得られた画像データに対して画像処理を施すようにしても良い。

【0079】また、上記では、ダイナミックレンジ圧縮処理及び階調処理のみを示したが、この他に、拡大、縮小、移動、回転などの種々の加工を施しても良いことは明らかである。更に、本発明の画像処理条件決定装置及び画像処理装置によって得られた結果を磁気ディスクや光ディスク等のデータ保存装置に保存する場合には、処理画像データを記録しても良いが、前述のようにして決定された各種画像処理条件を表すデータを原画像データ

と対応づけて記録しても良い。例えば、原画像データを格納したファイルのヘッダ情報に前記画像処理条件を表すデータを含めても良い。また、本発明の画像処理条件決定の過程で用いた間引き縮小画像データ、プロフィール情報、ヒストグラム情報、画像領域情報、及び、信号領域情報などを表すデータも前記ヘッダ情報に含めても良い。これにより、一旦保存された画像に対する画像処理の再実行や、処理パラメータ等を変更しての再処理が容易になる。

【0080】

【発明の効果】以上説明したように、請求項1記載の発明によると、信号値の変動が大きな脊椎部分を所望の信号範囲内に収めることができる共に、出力画像において脊椎部分を見やすい濃度又は輝度に仕上げることで、画像処理条件を決定できるという効果がある。

【0081】請求項2記載の発明によると、脊椎全体については診断読影に適した加工を施しつつ、脊椎以外の部分については通常の画像に近い自然な表現に仕上げる画像処理条件を定めることができるという効果がある。請求項3記載の発明によると、椎骨の輪郭などの高空間周波数成分の情報を失うことなく、脊椎部分のダイナミックレンジを圧縮させることができる画像処理条件を決定できるという効果がある。

【0082】請求項4記載の発明によると、脊椎部分と左右に隣接する軟部とのコントラストを失うことなく、脊椎の上下方向の信号変化のみを圧縮することが可能な画像処理条件を決定できるという効果がある。請求項5記載の発明によると、患者の体格等による画像毎の信号分布の変動に関わらず、脊椎全体の診断読影に適した画像処理条件を決定できるという効果がある。

【0083】請求項6記載の発明によると、脊椎部分を含む領域に限定して脊椎部分に相当する信号領域を決定することで、より精度良く脊椎全体の診断読影に適した画像処理条件を決定できるという効果がある。請求項7記載の発明によると、椎骨の輪郭などを効果的に強調し得る画像処理条件を決定できるという効果がある。

【0084】請求項8記載の発明によると、脊椎全体の診断読影に適した画像処理が施され、医師の診断性能の向上に寄与する出力画像を生成できるという効果がある。請求項9記載の発明によると、脊椎画像の生成から、脊椎全体の診断読影に適した画像処理までの一連の処理を行なえるようになるという効果がある。請求項10

記載の発明によると、高画質かつ高効率な脊椎画像の生成から、脊椎全体の診断読影に適した画像処理までの一連の処理を行なえるようになるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】実施形態の基本構成を示すブロック図。

【図2】実施形態における具体的なシステム構成を示すブロック図。

【図3】画像処理の内容を示す機能ブロック図。

【図4】画像処理の内容を示す機能ブロック図。

10 【図5】脊椎正面画像の特性を示す図であって、(a)は脊椎正面画像の模式図、(b)は脊椎正面画像におけるY方向の平均化プロフィール信号を示す線図。

【図6】脊椎正面画像におけるヒストグラムを示す線図。

【図7】脊椎正面画像に設定される矩形領域の特性を示す図であって、(a)は矩形領域の設定例を示す脊椎正面画像の模式図、(b)は前記矩形領域内でのヒストグラムを示す線図。

20 【図8】ダイナミックレンジ圧縮補正データの特性を示す線図。

【図9】ダイナミックレンジ圧縮補正データの特性を示す線図。

【図10】階調変換特性を示す線図。

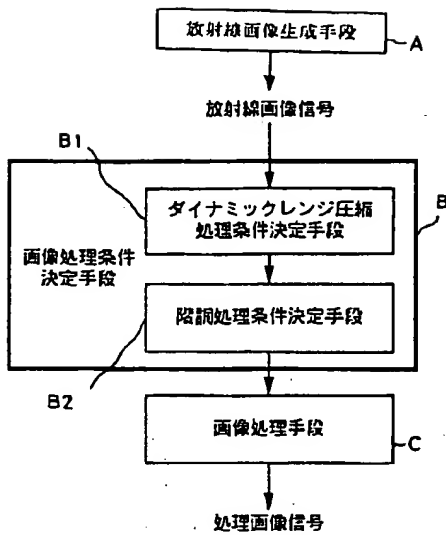
【図11】脊椎正面画像の概観を示す図。

【図12】脊椎側面画像の概観を示す図。

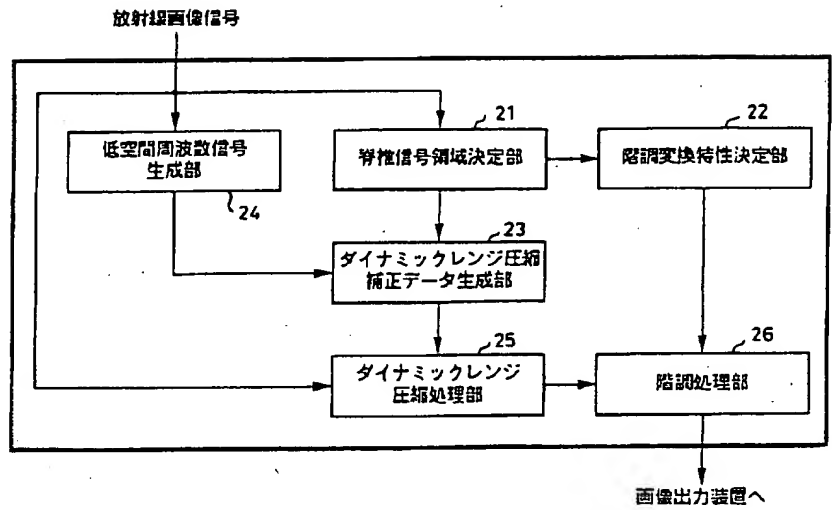
【符号の説明】

- | | |
|-------|---------------------|
| 1 | 放射線発生源 |
| 2 | 放射線制御装置 |
| 3 | 記録読取装置 |
| 30 4 | 変換パネル |
| 5 | 光ビーム発生部 |
| 10 | フォトマルチプライヤ |
| 14 | 画像処理装置 |
| 15 | CPU |
| 17 | プリンタ |
| 21 | 脊椎信号領域決定部 |
| 22 | 階調変換特性決定部 |
| 23 | ダイナミックレンジ圧縮補正データ生成部 |
| 24 | 低空間周波数信号生成部 |
| 40 25 | ダイナミックレンジ圧縮処理部 |
| 26 | 階調処理部 |
| 27 | プロフィール信号生成部 |

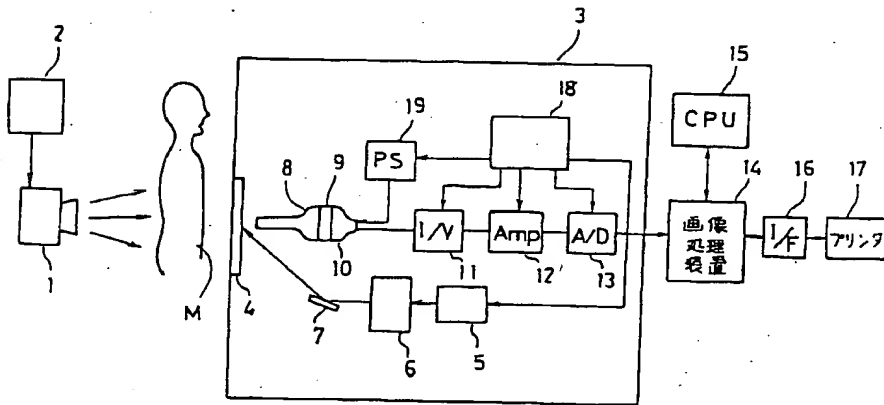
【図1】



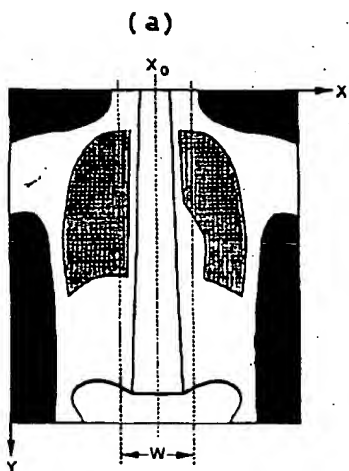
【図3】



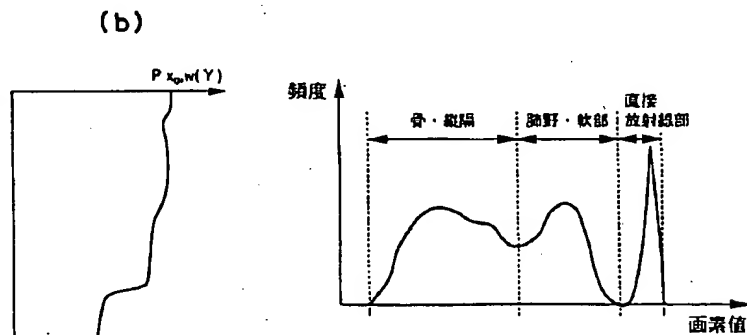
【図2】



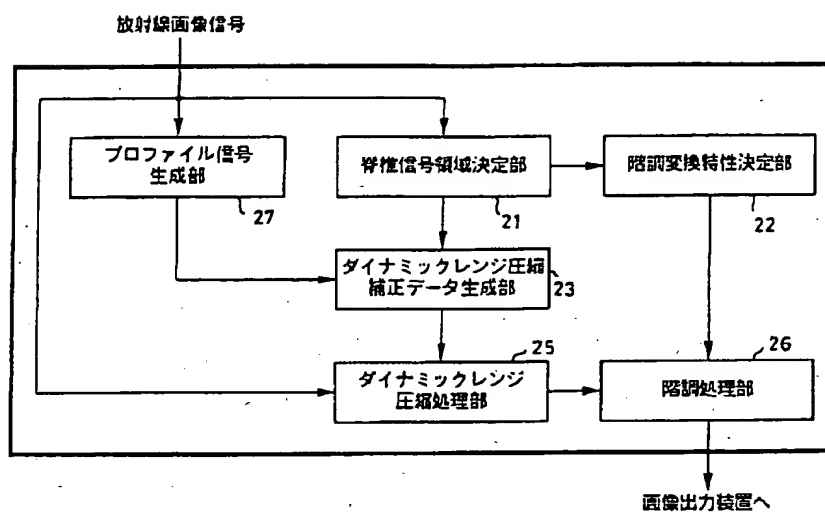
【図5】



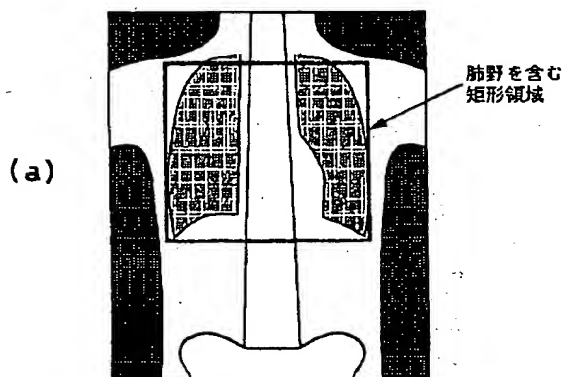
【図6】



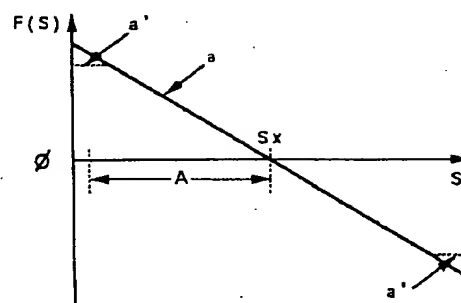
【図4】



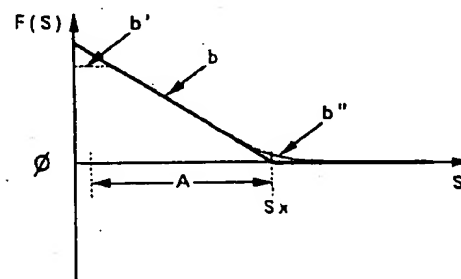
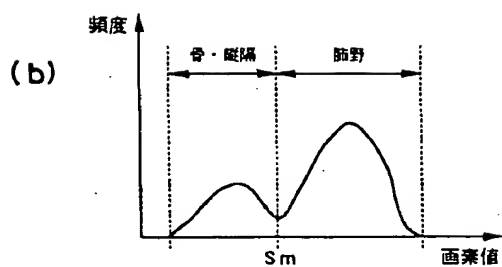
【図7】



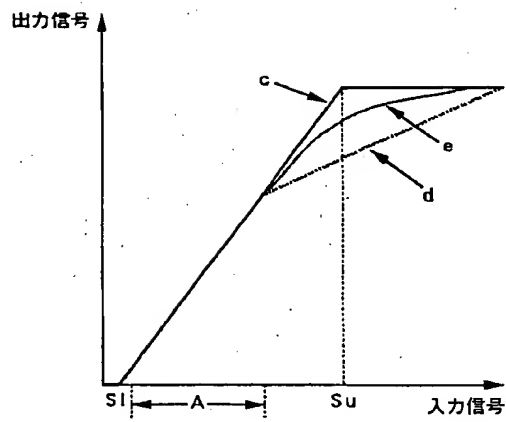
【図8】



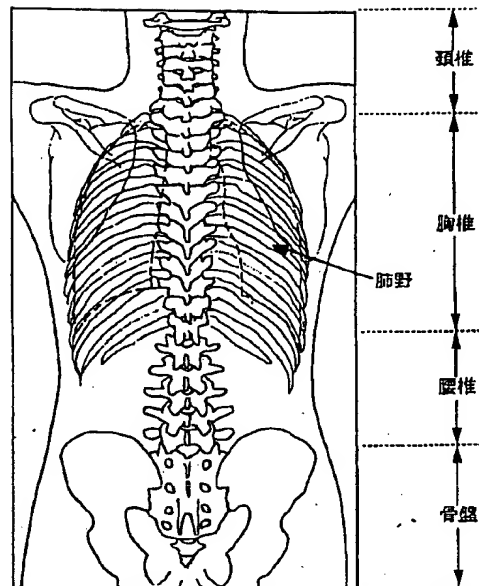
【図9】



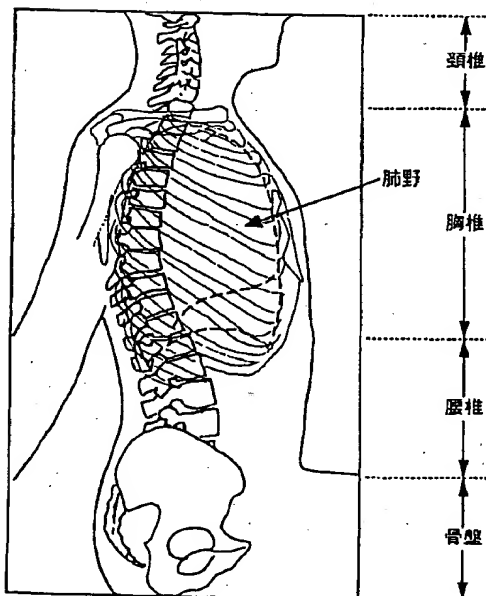
【図10】



【図11】



【図12】



PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 09-266901

(43)Date of publication of application : 14.10.1997

(51)Int.Cl.

A61B 6/00
H04N 5/325

(21)Application number : 08-079735

(71)Applicant : KONICA CORP

(22)Date of filing : 02.04.1996

(72)Inventor : YANAGIDA AKIKO
MOROZUMI MACHIKO

(54) DEVICE FOR DECIDING CONDITION FOR IMAGE PROCESSING OF RADIOGRAPH AND DEVICE FOR IMAGE PROCESSING

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To process radiographs of the spine suitable for diagnosis/judgment of the total spine.

SOLUTION: A signal range corresponding to the spine part is decided at a spine signal range decision part 21. And a dynamic range compression compensation data generation part 23 is to decide the dynamic range compression compensation data so that the compensation data will be decreased as the value of the signal increases in the decided signal range. And according to be decision, the dynamic range of the signal of the original image is compressed at a dynamic range compression processing part 25. A gradation conversion characteristic decision part 22 is to decide the characteristics of gradation conversion that the contrast is the highest in the decided signal range and is relatively lower outside the signal range, and the signal whose dynamic range has been compressed is graded at a radiation processing part 26.

